

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2002 - 248101

(P2002 - 248101A)

(43)公開日 平成14年9月3日(2002.9.3)

(51) Int. Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マ-コ-ド* (参考)
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	2 G 0 4 7
G 0 1 N 29/06		G 0 1 N 29/06	4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 9 数)

(21)出願番号 特願2001 - 49735(P2001 - 49735)
 (22)出願日 平成13年2月26日(2001.2.26)

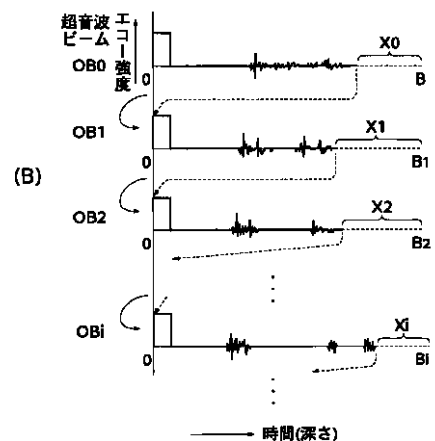
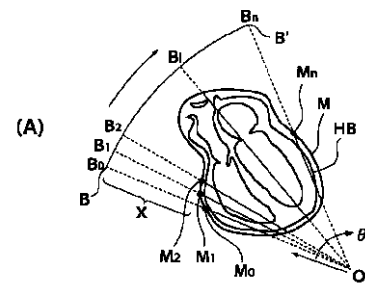
(71)出願人 000005201
 富士写真フイルム株式会社
 神奈川県南足柄市中沼210番地
 (72)発明者 佐藤 智夫
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士
 写真フイルム株式会社内
 (74)代理人 100100413
 弁理士 渡部 温 (外1名)
 Fターム(参考) 2G047 AC13 BA03 DA02 DB02 EA07
 EA09 GB02 GH08
 4C301 BB02 BB13 BB22 CC02 DD07
 EE07 EE10 GB09 HH04 HH08
 HH11 KK30

(54)【発明の名称】 超音波撮像方法及び超音波撮像装置

(57)【要約】

【課題】 単位時間内に送信する超音波ビーム数を増やすことにより、高フレームレートの画像情報を得ることができる、あるいは、解像度を向上することができるよう改良を加えた超音波撮像方法及び超音波撮像装置を提供する。

【解決手段】 本撮像方法では、まず事前撮像を行って、心臓付近の可視化深度までの画像を撮像し、表示ユニットに表示された心臓の各断層面について、心臓の存在範囲を測定範囲設定器を用いてマーキングする。次に、マーキングした断層像 H B の存在範囲 M を監視し、最初の超音波ビーム O B 0 を形成する超音波パルスが存在範囲 M の最大深度 M 0 に到達した時点で、次の超音波ビーム O B 1 を形成する超音波パルスを送信する走査プロセスを行い、存在範囲 M の最大深度以降のエコーの受信はスキップする。このようなスキップ走査を扇形の 2 次元領域 O B B ' に関して角度 方向に等間隔毎に繰り返すと、断層像全体の走査時間を短縮することができる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被検体内の測定対象に向けて超音波を走査し、該測定対象から反射される超音波エコーを受信して処理することにより、該測定対象の画像情報を得る超音波撮像方法において、

まず事前撮像を行って測定対象の存在範囲を把握し、次いで、該存在範囲を主な対象として超音波走査及びエコー受信を行って本格的な撮像を行うことを特徴とする超音波撮像方法。

【請求項 2】 前記本格的な走査を行う際に、前記測定対象の存在範囲の最大深度までのエコーを受信し、該最大深度以降の受信をスキップして他の方向に超音波を送信することを特徴とする請求項 1 記載の超音波撮像方法。

【請求項 3】 前記本格的な走査を行う際に、1つの方向に送信した超音波が前記測定対象の存在範囲の最浅深度に到達する以前に他の方向に超音波を送信し、これら各方向からのエコーを分離して受信することを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波撮像方法。

【請求項 4】 前記測定対象の存在範囲内で、小規模な関心領域に限定した限定領域を設定することを特徴とする請求項 1、2 又は 3 記載の超音波撮像方法。

【請求項 5】 被検体内の測定対象に向けて超音波を走査することにより、該測定対象の画像情報を得る超音波撮像装置であって、

複数の駆動信号を供給する送信側信号処理手段と、該送信側信号処理手段から供給された駆動信号に応じて複数の超音波トランスデューサから超音波を送信し、該送信した超音波のエコーを受信してその検出信号を出力する超音波探触子と、

該超音波探触子から出力された複数の検出信号を増幅し、該増幅された複数の検出信号に基づいて前記測定対象の画像情報を得る受信側信号処理手段と、前記測定対象の存在範囲を設定する存在範囲設定手段と、

該存在範囲設定手段で設定された範囲のみを対象として超音波走査及びエコー受信を行うよう、前記送信側信号処理手段及び前記受信側信号処理手段を制御する制御手段と、

を具備することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 6】 前記制御手段が、前記存在範囲設定手段で設定した前記測定対象の存在範囲の最大深度までのエコーを受信し、該最大深度以降の受信をスキップして他の方向に超音波を送信するよう、前記送信側信号処理手段及び前記受信側信号処理手段を制御することを特徴とする請求項 5 記載の超音波撮像装置。

【請求項 7】 前記制御手段が、1つの方向に送信した超音波が前記存在範囲設定手段で設定した存在範囲の最浅深度に到達する以前に他の方向に超音波を送信し、これら各方向からのエコーを分離して受信するよう、送信

側信号処理手段及び前記受信側信号処理手段を制御することを特徴とする請求項 5 又は 6 記載の超音波撮像装置。

【請求項 8】 前記制御手段が、前記測定領域設定手段により設定された、前記測定対象の存在範囲内の小規模な関心領域に限定した限定領域に対し、超音波トランスデューサからの超音波の送受信を行うよう、送信側信号処理手段及び前記受信側信号処理手段を制御することを特徴とする請求項 5、6 又は 7 記載の超音波撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波を用いて生体内臓器の診断や非破壊検査を行うための超音波撮像方法及び超音波撮像装置に関する。特に、高フレームレートの画像情報を得ることができる、あるいは、解像度を向上することができるよう改良を加えた超音波撮像方法及び超音波撮像装置に関する。

【0002】

【従来の技術及び発明が解決しようとする課題】超音波診断装置や工業用の探傷装置等の超音波撮像装置においては、通常、超音波の送受信機能を有する複数の超音波トランスデューサを含む超音波探触子が用いられる。超音波探触子を備える超音波撮像装置においては、複数の超音波を合波して形成した超音波ビームで被検体を走査することにより、被検体に関する画像情報が得られる。そして、この画像情報に基づき、被検体の 2 次元又は 3 次元領域の画像が再現される。このような超音波ビームによって被検体を走査する 1 つの方法として、扇状の 2 次元領域を角度方向に走査する、いわゆるセクタ走査が行われている。

【0003】セクタ走査は、本来、人体の肋間から心臓を観察するための手法として開発されたものである。セクタ走査では、送信点から深さ方向に扇状に延びる超音波ビームが被検体内に放射され、この超音波ビームによって、扇状の 2 次元領域が角度方向において等間隔ごとに順次走査される。このように被検体をセクタ走査する場合には、各々の超音波ビームに沿って等間隔に分布する複数のサンプリング点について、それぞれの点の画像情報が順にサンプリングされる。すなわち、1本の超音波ビームの走査において、その超音波ビーム上にある複数のサンプリング点に関するそれぞれの画像情報が、一定の時間おきにサンプリングされる。サンプリングされた画像情報から得られた 2 次元又は 3 次元の画像は、心臓については断層心エコー図と呼ばれている。

【0004】このようなセクタ走査には、大きく分けて、機械走査と電子走査の 2 つの走査法がある。機械走査は、超音波探触子を首振り運動、揺動運動等により機械的に回動操作してセクタ走査を行う方法である。電子走査は、小さい振動子を数十個配列してなる超音波探触子を用い、個々の振動子を駆動するタイミングに時間差

を設けて、実質的に振動子群が動揺運動しているの同様の効果をもたせて走査する方法である。

【0005】ところで、近年、より正確で客観的な超音波診断法が求められており、そのために心臓の立体構造の理解を容易にするリアルタイム3次元心エコーの撮像法が注目されている（一例として、太田剛弘著『リアルタイム3次元心エコー法に向けて』、映像情報(M)、Vol. 32、No. 22、pp1248-1254(2000)参照)。従来、3次元心エコーの撮像法には、以下(1)~(3)に列挙する方式が知られている。

【0006】(1)1次元プローブを術者がゆっくりと機械走査で移動させることにより、被検体の複数の2次元断層心エコー図を蓄積し、それを3次元心エコー図として表示する方式。この(1)の方式は、術者の1次元プローブの操作に熟練を要すること、及び、画像情報を得るために長時間を要するといった欠点が指摘されている。

【0007】(2)1方向は電子走査、もう1方向は機械走査することにより、被検体の3次元画像情報を得る方式。この(2)の方式は、(1)の方式よりも短時間に画像情報を得ることができるが、フレームレート(ディスプレイ上に単位時間当たりに表示される画像の枚数)は毎秒20フレーム以下であり、高フレームレートとはいえない。

【0008】(3)まばら2次元超音波センサ(N行N列の2次元マトリックス状に配列されたトランスデューサのうちいくつかのトランスデューサを使用するセンサ)を用い、2方向を電子走査する方式。この(3)の方式の場合も、フレームレートが毎秒20フレーム以下であり、高フレームレートとはいえない。

【0009】本発明は、上記の欠点を解消し得るものであって、単位時間内に送信する超音波ビーム数を増やすことにより、高フレームレートの画像情報を得ることができる、あるいは、解像度を向上することができるよう改良を加えた超音波撮像方法及び超音波撮像装置を提供することを目的とする。

【0010】

【課題を解決するための手段】上記の課題を解決するため、本発明の超音波撮像方法は、被検体内の測定対象に向けて超音波を走査し、該測定対象から反射される超音波エコーを受信して処理することにより、該測定対象の画像情報を得る超音波撮像方法において、まず事前撮像を行って測定対象の存在範囲を把握し、次いで、該存在範囲を主な対象として超音波走査及びエコー受信を行って本格的な撮像を行うことを特徴とする。本発明によれば、測定時間の短縮を図り、単位時間当たりの超音波の送受信回数を増加させることにより、高解像・高フレームレートの撮像を行うことができる。

【0011】本発明の超音波撮像方法においては、前記本格的な走査を行う際に、前記測定対象の存在範囲の最

大深度までのエコーを受信し、該最大深度以降の受信をスキップして他の方向に超音波を送信することができる。測定対象の最大深度以降の受信をスキップすることにより、1超音波ビーム当たりの超音波の送受信時間を短縮することができる。したがって、測定対象全体の撮像時間を短縮し、フレームレートを向上することができる。

【0012】また、本発明の超音波撮像方法においては、前記本格的な走査を行う際に、1つの方向に送信した超音波が前記測定対象の存在範囲の最浅深度に到達する以前に他の方向に超音波を送信し、これら各方向からのエコーを分離して受信することができる。この場合、測定対象全体を走査するために必要な超音波の送信回数を減らすことができ、撮像時間がさらに短縮される。さらに、単位時間当たりの送信超音波ビーム数を増やすことができるので、フレームレートを一定にした場合は解像度の高い画像を得ることができ、超音波ビーム数を一定にした場合は一層高フレームレートの画像を得ることができる。

【0013】さらに、本発明の超音波撮像方法においては、前記存在範囲内で、小規模な関心領域に限定した限定領域を設定することができる。この場合、測定対象のうち関心のある領域のみの画像情報を得ることができるので、効率の良い撮像が可能となる。例えば、測定対象が人体内の心臓である場合は、特に関心のある心臓内部の弁部のみを撮像することも可能である。

【0014】本発明の超音波撮像装置は、被検体内の測定対象に向けて超音波を走査することにより、該測定対象の画像情報を得る超音波撮像装置であって、複数の駆動信号を供給する送信側信号処理手段と、該送信側信号処理手段から供給された駆動信号に応じて複数の超音波トランスデューサから超音波を送信し、該送信した超音波のエコーを受信してその検出信号を出力する超音波探触子と、該超音波探触子から出力された複数の検出信号を増幅し、該増幅された複数の検出信号に基づいて前記測定対象の画像情報を得る受信側信号処理手段と、前記測定対象の存在範囲を設定する存在範囲設定手段と、該存在範囲設定手段で設定された範囲のみを対象として超音波走査及びエコー受信を行うよう、前記送信側信号処理手段及び前記受信側信号処理手段を制御する制御手段と、を具備することを特徴とする。

【0015】本発明の超音波撮像装置においては、前記制御手段が、前記存在範囲設定手段で設定した前記測定対象の存在範囲の最大深度までのエコーを受信し、該最大深度以降の受信をスキップして他の方向に超音波を送信するよう、前記送信側信号処理手段及び前記受信側信号処理手段を制御するものとすることができる。

【0016】また、本発明の超音波撮像装置においては、前記制御手段が、1つの方向に送信した超音波が前記存在範囲設定手段で設定した存在範囲の最浅深度に到

達する以前に他の方向に超音波を送信し、これら各方向からのエコーを分離して受信するよう、送信側信号処理手段及び前記受信側信号処理手段を制御するものとすることができる。さらに、本発明の超音波撮像装置においては、前記制御手段が、前記測定領域設定手段により設定された、前記測定対象の存在範囲内の小規模な関心領域に限定した限定領域に対し、超音波トランスデューサからの超音波の送受信を行うよう、送信側信号処理手段及び前記受信側信号処理手段を制御するものとする

【0017】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照しつつ本発明の実施の形態について説明する。図1は、本発明の一実施の形態に係る超音波撮像装置の主要構成を示すブロック図である。この超音波撮像装置は、例えば、人体等の診察用の超音波診断装置や工業用の探傷装置として用いられる。

【0018】図1に示すように、この超音波撮像装置は、被検体に当接させて用いられる超音波探触子10を備えている。この超音波探触子10は、超音波の送受信機能を有する複数個($N \times N = N^2$ 個)の超音波トランスデューサ11が、 N 行 N 列の2次元マトリクス状に配列されたものである。超音波トランスデューサ11としては、例えば、PZTやPVDfを材料とする圧電素子や、微細な光ファイバーの先端にそれぞれ形成されたファブリーペロー共振器(FPRと略称)又はファイバーブラッググレーティング等によって構成することができる。

【0019】 N^2 個の超音波トランスデューサ11には、それぞれに対応して N^2 個のパルサ12、及び、レシーバ14が接続されている。各パルサ12は、後述するシステム制御部20に内蔵された発火タイミングコントローラ25の出力信号に基づき励振して、超音波探触子10の各超音波トランスデューサ11に駆動信号を入力する。各超音波トランスデューサ11は、パルサ12から入力された駆動信号に基づいて超音波パルスを送信し、被検体から反射された超音波パルスを受信して検出信号を出力する。なお、これらのパルサとしては、高い繰り返し周期で駆動信号を出力できる高速パルサが好ましい。

【0020】各レシーバ14は、プリアンプ15、TGC(Time Gain Compensation: タイムゲインコンペンセーション)増幅器16及びA/D変換器17を備えている。各超音波トランスデューサ11から出力された検出信号は、それぞれに対応した N^2 個のプリアンプ15及びTGC増幅器16においてアナログ処理を施される。このアナログ処理により、これらの検出信号のレベルが、A/D変換器17の入力信号レベルに整合される。TGC増幅器16から出力されたアナログ信号は、A/D変換器17によってそれぞれデジタル化される。

【0021】各パルサ12及びレシーバ14は、超音波撮像装置のシステム全体を制御するシステム制御部20に接続されている。各パルサ12は、上述したようにシステム制御部20に内蔵された発火タイミングコントローラ25に接続されている。発火タイミングコントローラ25は、各パルサ12を励振するための信号を出力する。この発火タイミングコントローラ25は、複数方向に向けて超音波を送信するための発火タイミングの管理が可能である。

10 【0022】各レシーバ14は、システム制御部20に内蔵されたメモリ21を介して位相整合演算部22及び表示画像演算部23に接続されている。各レシーバ14のA/D変換器17から出力された検出データは、メモリ21で一旦記憶された後、位相整合演算部22に並列に入力される。位相整合演算部22は、図1では1個のブロックで示されているが、各超音波トランスデューサ11に対応して N^2 個設けられている。各位相整合演算部22は、シフトレジスタ遅延線やデジタル微小遅延器若しくはソフトウェア又はこれらの組み合わせによって、検出データに所望の遅延を与える。そして、これらの検出データをデジタル加算することにより、超音波探触子10に含まれる一連の超音波トランスデューサ11を用いて得られた複数の検出データにおける位相の整合を行う。このような位相整合演算部22を用いることにより、被検体内の複数の方向に関する受信フォーカスを同時に達成することができる。

【0023】位相整合演算部22から出力されたデータは、表示画像演算部23に入力される。この表示画像演算部23では、位相整合演算部22からのデータに対して、検出波形の検波や、画像データへの変換や、所定の画像処理を施した後、走査フォーマットの変換を行う。これにより、超音波ビームデータ空間の画像データが物理空間の画像データに変換される。さらに、表示画像演算部23は、複数枚の断層データから、ある体積についてのデータであるボクセルデータ(voxel data)を生成し、3次元画像の表示を行う演算も行う。

【0024】表示画像演算部23は、表示ユニット30に接続されている。この表示ユニット30は、表示画像演算部23で走査フォーマットが変換された画像データを、D/A変換によってアナログ信号に変換して表示する。システム制御部20は、測定範囲設定器31を具備する。測定範囲設定器31は、被検体内の測定対象の所定の領域を、表示ユニット30の画面上でマーキングするための器具である。この測定範囲設定器31としては、例えばマウスやライトペン等のポインティングデバイスを用いることができる。

【0025】次に、図1の超音波撮像装置の作用及び被検体の撮像方法について説明する。本実施の形態では、人体内の心臓を撮像する場合を例に採って説明する。図2は、心尖部より心臓を3次元超音波撮像した模式図で

ある。図3(A)は図2における断層面OAAを示す図であり、図3(B)は図3(A)の断層面OAA上の心臓の断面像を示す図である。図4(A)は図2における断層面OBBを示す図であり、図4(B)は図4(A)の断層面OBB上の心臓の断面像を示す図である。図5(A)は図2における断層面OCCを示す図であり、図5(B)は図5(A)の断層面OCC上の心臓の断面像を示す図である。

【0026】本撮像方法では、まず事前撮像を行い、予め遅いフレームレートで、心臓H付近の可視化深度までの画像を撮像し、表示ユニット30で表示する。そして、表示ユニット30に表示された心臓Hの各断層面(図3~図5参照)について、心臓Hの存在範囲を測定範囲設定器31を用いてマーキングする。すなわち、表示ユニット30の画面上で、図3(B)、図4(B)、図5(B)に示すような心臓Hの断層像HA、HB、HCの存在範囲を設定する。

【0027】次に、本格的な撮像を行う。すなわち、事前撮像において測定範囲設定器31でマーキングした心臓Hの断層像を撮像する。以下、図4に示す断層面OB B'をセクタ走査する場合を例に採って説明する。図6(A)は図4(B)に示す心臓の断層像と、その上の超音波ビーム(従来法の例)を示す図である。図6(B)は図6(A)のセクタ画像を得るための従来の走査プロセスのタイムチャートであり、縦軸はエコー強度、横軸は時間を表す。図7(A)は図4(B)に示す心臓の断層像と、その上の超音波ビーム(本発明に係る例)を示す図である。図7(B)は図7(A)のセクタ画像を得るための本発明の走査プロセスのタイムチャートであり、縦軸はエコー強度、横軸は時間を表す。

【0028】図6(A)又は図7(A)に示すような扇形の2次元領域OB B'(超音波ビームOB 0と超音波ビームOB n間の扇形領域)を走査する場合には、先ず心尖部OからB 0を走査開始し、順にB 1、B 2、...、B nまでを走査する。心尖部Oから深さ方向に延びる複数の超音波ビームOB 0、OB 1、...、OB nは、複数の超音波トランスデューサ11から発せられる超音波パルスを合波して形成される。

【0029】図6(A)及び(B)に示す従来の方法では、各超音波ビームOBの1本当たりにかかる測定時間である繰り返し時間PRT(S)は、超音波パルスを送信してから、この超音波パルスが最大深度で反射して返ってくるエコーが受信されるまでの時間である。したがって、1本目の超音波ビームOB 0の走査が終了し、短い休止時間を経た後に次の超音波ビームOB 1の走査が開始される。このようなプロセスを、扇形の2次元領域OB B'に関して角度方向に等間隔毎に繰り返す。このようにして、全ての超音波ビームOB 0、OB 1、...、OB nを走査することにより、断層面全体の画像情報が得られる。このため、1枚のセクタ画像を形成する

ために必要な計測時間は、(最大深度まで超音波の到達する時間+同最大深度から反射されてくるエコーの超音波トランスデューサまでの到達時間+休止時間)×送信超音波ビーム数で与えられる。

【0030】図7(A)及び(B)に示す本発明の方法では、事前撮像で予め心臓Hの存在範囲Mがマーキングされている。このマーキングを表示ユニット30で監視して、各超音波ビームの長さを超音波パルスの到達時間に換算する。そして、まず心尖部Oから超音波ビームOB 0を形成する超音波パルスを送信する。この超音波パルスは、マーキングM内の心臓Hの断層像HBを通じて人体内の最大深度に至るが、心臓の断層像HBの最大深度以降で反射して返ってくるエコーは、本質的には不要なエコーである。

【0031】そこで、本発明の方法は、予めマーキングした断層像HBの存在範囲Mを監視し、最初の超音波ビームOB 0を形成する超音波パルスが存在範囲Mの最大深度M 0に到達した時点で、次の超音波ビームOB 1を形成する超音波パルスを送信する走査プロセスを行い、存在範囲Mの最大深度以降のエコーの受信はスキップする。すなわち、図7(A)に示すように、まず心尖部Oから最初の超音波ビームOB 0を形成する超音波パルスを送信し、これが超音波ビームOB 0上の存在範囲Mの最大深度M 0に到達するまでのエコーを受信し、最大深度M 0以降のエコーの受信はスキップする。そして、超音波ビームOB 0を形成する超音波パルスが存在範囲Mの最大深度M 0に到達した時点で、次の超音波ビームOB 1を形成する超音波パルスの送信を開始する。そのため、図7(B)に示すように、超音波ビームOB 0に関しては、M 0の時点までのエコーを受信し、M 0以降から人体内の最大深度B 0の間のエコーの受信はスキップして2番目の超音波ビームOB 1を形成する超音波パルスを送信するため、M 0~B 0の間の時間X 0の分の走査時間が短縮される。

【0032】超音波ビームOB 0の次の2番目の超音波ビームOB 1については、超音波ビームOB 0の場合と同様にして、超音波ビームOB 1上の存在範囲Mの最大深度M 1に到達するまでのエコーを受信し、最大深度M 1以降のエコーの受信はスキップする。そして、超音波ビームOB 1を形成する超音波パルスが存在範囲Mの最大深度M 1に到達した時点で、次の超音波ビームOB 2(第3番目の超音波ビーム)を形成する超音波パルスの送信を開始する。このように、断層像HBの存在範囲Mの最大深度M 0、M 1、M 2、...、M n以降の超音波パルスの受信をスキップ走査するプロセスを、図7(A)に示す扇形の2次元領域OB B'に関して角度方向に等間隔毎に繰り返し、各超音波ビームOB 0、OB 1、OB 2、...、OB nを走査する。したがって、図7(B)に示すように、各プロセスにおいて時間X 0、X

1、 X_2 、...、 X_n が短縮されるので、扇形の2次元領域 $OB B'$ 全体の走査時間は、図6に示す従来のプロセスよりも大幅に短縮される。

【0033】なお、反射されたエコーの殆どは、測定対象(心臓H)の複数の場所からのものであるが、位相整合演算部22において、それぞれの検出信号に適切な重みと時間差とを与えた後、これらを加算することにより、焦点領域に対応する検出信号だけを強調することができる。

【0034】次に、本発明に係る超音波撮像方法の他の例について説明する。図8(A)は図4(B)に示す心臓の断層像と、その上の超音波ビームを示す図である。図8(B)は図8(A)のセクタ画像を得るための本発明の他の走査プロセスのタイムチャートである。図8(C)は反射されたエコーの受信波形の例を示すタイムチャートである。

【0035】図8に示す超音波撮像方法は、最初に図7に示す方法と同様に、事前撮像において心臓の断層像HBの周りをマーキングして存在範囲Mを設定しておく。そして、この存在範囲Mに注目し、最初の超音波ビームを形成する超音波パルスが存在範囲Mの最大最浅深度に到達するまでの走査時間と、存在範囲Mの最大深度以降の走査時間とをスキップ走査する。

【0036】すなわち、図8(A)に示すように、まず心尖部Oから最初の一方の超音波ビーム OB_0 を形成する超音波パルスを送信し、これが超音波ビーム OB_0 上の存在範囲Mの最浅深度 M_0' に到達する前に、他方の超音波ビーム OB_i を形成する超音波パルスを送信する。ここで、第1の超音波ビーム OB_0 と第2の超音波ビーム OB_i は、互いに空間的に離れているもの同士を選ばようにする。さらに、第1の超音波ビーム OB_0 が存在範囲M内を通過して最大深度 M_0 に到達した時点で、それ以降のエコーの受信はスキップし、他の超音波ビーム(例えば超音波ビーム OB_1)を形成する超音波パルスを送信する。そのため、図8(B)に示すように、超音波ビーム OB_0 と超音波ビーム OB_i との組み合わせに関しては、心尖部Oから最浅深度 M_0' までの走査時間 X' と、超音波ビーム OB_0 上の最大深度 M_0 以降の走査時間 X との分の走査時間が短縮される。

【0037】超音波ビーム OB_0 及び超音波ビーム OB_i を形成する超音波パルスを送信した後の次の超音波ビーム(例えば超音波ビーム OB_1 と超音波ビーム OB_{i+1} の組み合わせ)についても、超音波ビーム OB_1 上の存在範囲Mの最浅深度 M_1' に到達する前に、超音波ビーム OB_{i+1} を形成する超音波パルスを送信する走査を行う。この場合も、超音波ビーム OB_1 が存在範囲M内を通過して最大深度 M_1 に到達した時点で、それ以降のエコーの受信はスキップする。このように、断層像HBの存在範囲Mの最浅深度 M_0' 、 M_1' 、 M_2' 、

...、 M_i' 、...、 M_n' までと、存在範囲Mの最大深度 M_0 、 M_1 、 M_2 、...、 M_i 、...、 M_n 以降とをスキップ走査するプロセスを、図8(A)に示す扇形の2次元領域 $OB B'$ に関して角度方向に等間隔毎に繰り返し、各超音波ビーム OB_0 、 OB_1 、 OB_2 、...、 OB_i 、...、 OB_n を走査する。したがって、図8(B)に示すように、各プロセスにおける時間 X' 及び X が短縮され、扇形の2次元領域 $OB B'$ 全体の走査時間が大幅に短縮される。

【0038】なお、このような撮像方法においては、それぞれの超音波ビームから反射された超音波パルスが、図8(C)のように足し合わされて受信されるが、これは受信フォーカス側で分離することができる。なお、上述したように、2つの超音波ビームを選ぶ際には、超音波ビーム同士がなるべく空間的に離れていることが好ましい。そのようにすれば、それぞれの方向から反射されるエコーを、受信フォーカス側で分離し易くすることができる。

【0039】図8の方法によれば、適当な超音波ビームの組み合わせを選んで、一度に複数の超音波ビームを送信することで、単位時間当たりの送信超音波ビーム数を増やすことができ、全体を走査するために必要な超音波の送信回数を減らすことができる。そのため、図7の方法よりも走査時間を短縮することができる。この方法においてフレームレートを一定にした場合は解像度の高い画像を得ることができ、超音波ビーム数を一定にした場合は一層高フレームレートの画像を得ることができる。なお、この方法は、1つの断層面内(例えば図3(B)、図4(B)、図5(B)に示すような各断層面内)だけで行ってもよいし、複数の異なる断層面に対して行うこともできる。

【0040】図9は、図3(B)に示す心臓の断層像と、その上の超音波ビームを示す図である。図9に示す撮像方法は、2次元領域 OAA' において、断層面HAの存在範囲Mが超音波ビーム O_j と超音波ビーム O_m との間のみある場合に、断層面HAの両側の超音波ビーム $O_0 \sim O_j$ と、超音波ビーム $O_m \sim O_n$ の間を、角度方向にスキップ走査する。ここで、測定に必要な領域内(超音波ビーム O_j と超音波ビーム O_m との間)の走査は、図7あるいは図8を用いて説明した方法と同様に行う。この場合は、深さ方向に加えて、角度方向の不要な範囲もスキップするため、走査時間をさらに短縮することが可能である。

【0041】図10は、本発明の他の撮像方法を説明するための心臓の模式図である。図10に示す方法は、心臓Hの弁部H'のみに関心がある場合に、この弁部H'のみに限定して超音波走査するものである。この場合は、事前撮像において、心臓Hの弁部H'付近に測定範囲設定器31でマーキングし、この範囲に焦点を絞って超音波を走査する。心臓Hの弁部H'付近をマーキング

した後の超音波の走査は、図7～図9を用いて説明した方法と同様に行う。この方法においては、超音波走査を小さい関心領域にのみ限定し、測定に不要な範囲をスキップすることで、一層効率の良い超音波撮像が可能となる。

【0042】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、高フレームレートの画像情報を得ることができる、あるいは、解像度を向上することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施の形態に係る超音波撮像装置の主要構成を示すブロック図である。

【図2】心尖部より心臓を3次元超音波撮像した模式図である。

【図3】図3(A)は図2における断層面OAAを示す図であり、図3(B)は図3(A)の断層面OAA上の心臓の断面像を示す図である。

【図4】図4(A)は図2における断層面OBBを示す図であり、図4(B)は図4(A)の断層面OBB上の心臓の断面像を示す図である。

【図5】図5(A)は図2における断層面OCCを示す図であり、図5(B)は図5(A)の断層面OCC上の心臓の断面像を示す図である。

【図6】図6(A)は図4(B)に示す心臓の断層像と、その上の超音波ビーム(従来法の例)を示す図である。図6(B)は図6(A)のセクタ画像を得るための従来の走査プロセスのタイムチャートであり、縦軸はエコー強度、横軸は時間を表す。

【図7】図7(A)は図4(B)に示す心臓の断層像と、その上の超音波ビーム(本発明に係る例)を示す図*30

*である。図7(B)は図7(A)のセクタ画像を得るための本発明の走査プロセスのタイムチャートであり、縦軸はエコー強度、横軸は時間を表す。

【図8】図8(A)は図4(B)に示す心臓の断層像と、その上の超音波ビームを示す図である。図8(B)は図8(A)のセクタ画像を得るための本発明の他の走査プロセスのタイムチャートである。図8(C)は反射されたエコーの受信波形の例を示すタイムチャートである。

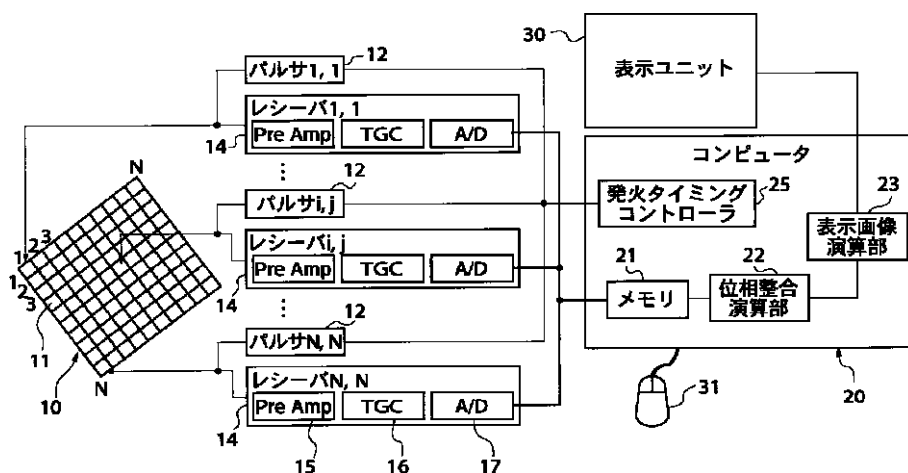
10 【図9】図3(B)に示す心臓の断層像と、その上の超音波ビームを示す図である。

【図10】本発明の他の撮像方法を説明するための心臓の模式図である。

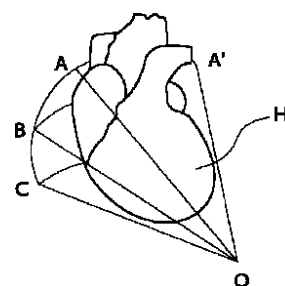
【符号の説明】

- | | | | |
|----|---------|---------|---------------|
| 10 | 超音波探触子 | 11 | 超音波トランスデューサ |
| 12 | パルサ | 14 | レシーバ |
| 15 | プレアンプ | 16 | TGC増幅器 |
| 20 | A/D変換器 | 20 | システム制御部 |
| 21 | メモリ | 22 | 位相整合演算部 |
| 23 | 表示画像演算部 | 25 | 発火タイミングコントローラ |
| 30 | 表示ユニット | 31 | 測定範囲設定器 |
| H | 心臓 | HA、HB、H | |
| C | 心臓の断層像 | | |
| M | 存在範囲 | | |

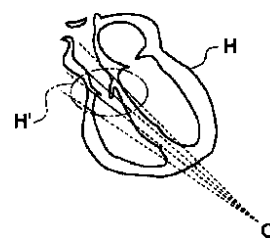
【図1】



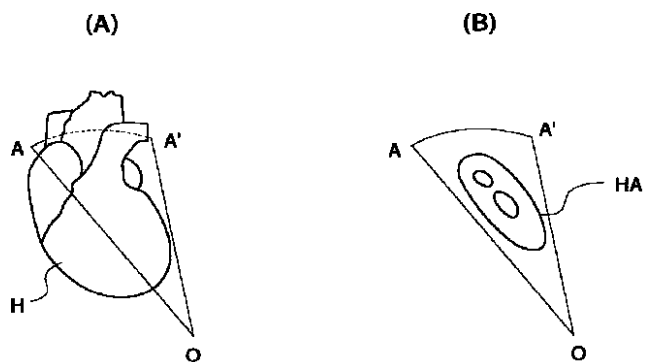
【図2】



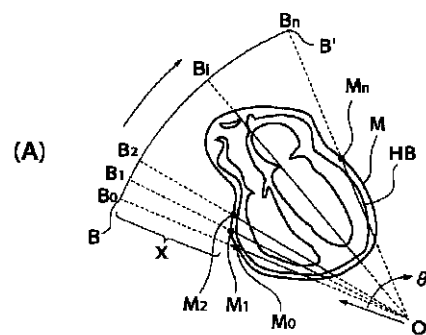
【図10】



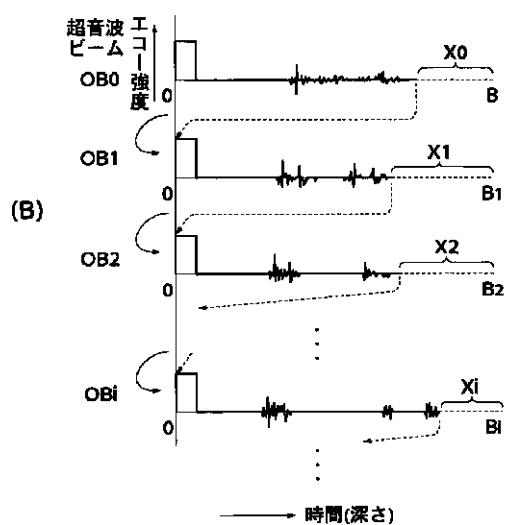
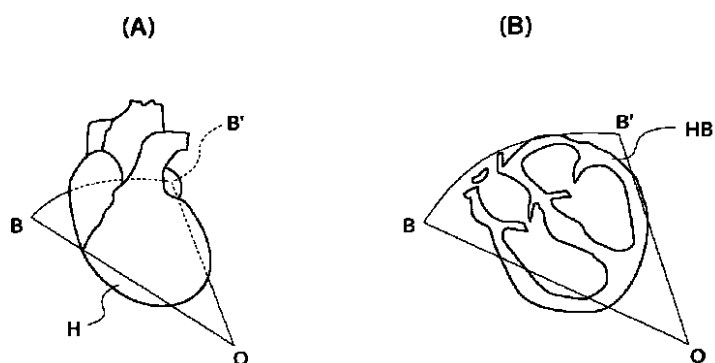
【図3】



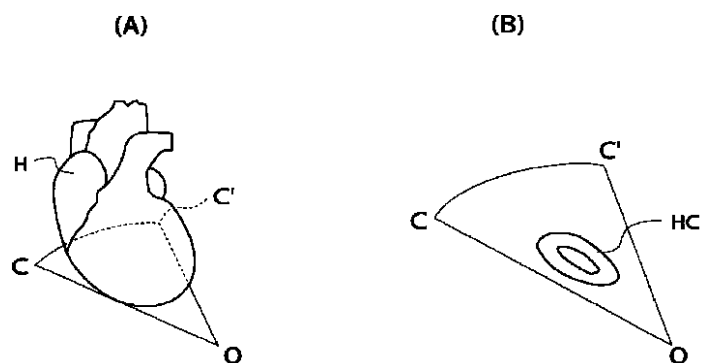
【図7】



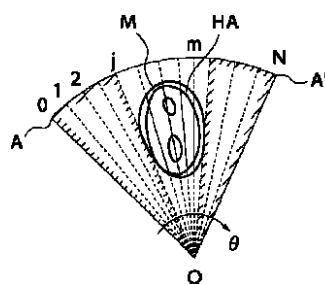
【図4】



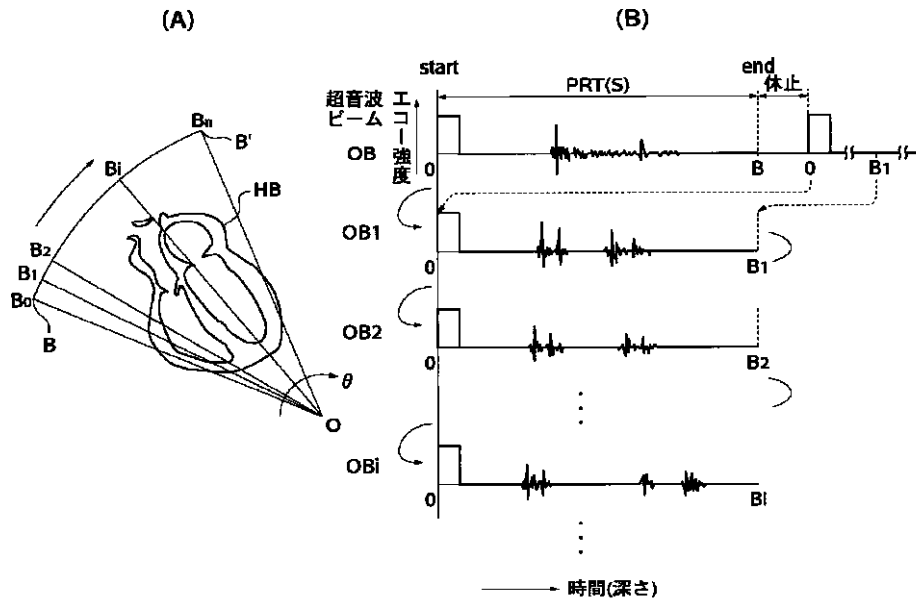
【図5】



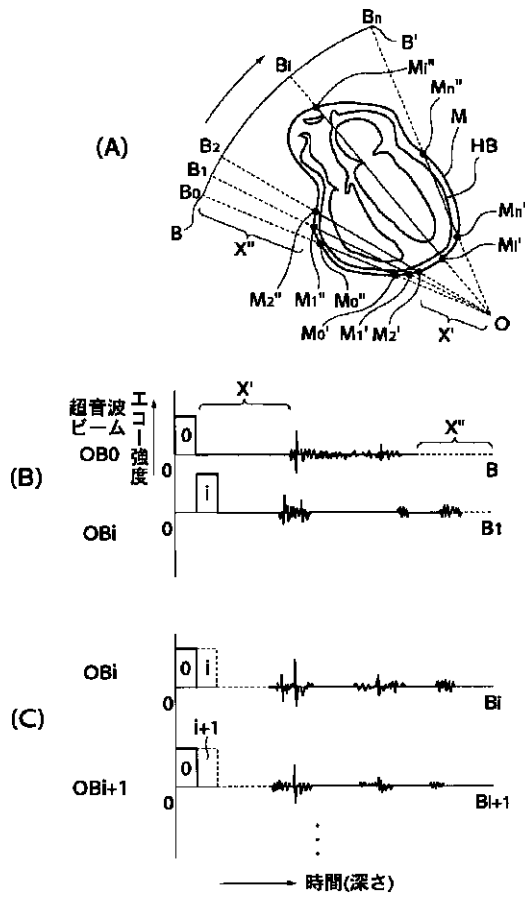
【図9】



【図6】



【図8】



专利名称(译)	超声成像方法和超声成像设备		
公开(公告)号	JP2002248101A	公开(公告)日	2002-09-03
申请号	JP2001049735	申请日	2001-02-26
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司		
[标]发明人	佐藤智夫		
发明人	佐藤 智夫		
IPC分类号	G01N29/06 A61B8/00 G01S15/89		
CPC分类号	G01S15/8993 G01S7/52085 G01S15/8925		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	2G047/AC13 2G047/BA03 2G047/DA02 2G047/DB02 2G047/EA07 2G047/EA09 2G047/GB02 2G047/GH08 4C301/BB02 4C301/BB13 4C301/BB22 4C301/CC02 4C301/DD07 4C301/EE07 4C301/EE10 4C301/GB09 4C301/HH04 4C301/HH08 4C301/HH11 4C301/KK30 4C601/BB03 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB23 4C601/DD15 4C601/EE04 4C601/EE07 4C601/EE08 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB06 4C601/GB11 4C601/HH04 4C601/HH13 4C601/HH14 4C601/HH15 4C601/HH17 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK31 4C601/LL27		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：通过增加单位时间内要发射的超声波束的数量来获得高帧频图像信息，或者改进超声成像方法和超声成像方法。提供了一种声波成像装置。根据本发明的成像方法，首先，执行预成像以捕获直至心脏附近的可视化深度的图像，以及用于显示在显示单元上的用于心脏的每个断层平面的用于测量心脏的存在范围的测量范围设定器。标记为。接下来，监视标记断层图像HB的存在范围M，并且当形成第一超声波束OB₀的超声波脉冲到达存在范围M的最大深度M₀时，形成下一超声波束OB₁。执行用于发送超声波脉冲的扫描处理，并且跳过现有范围M的最大深度之后的回波的接收。如果在角度θ方向上以规则间隔在扇形二维区域OBB'中重复这样的跳过扫描，则可以缩短整个断层图像的扫描时间。

